

Otrzymano: 2004.07.07

Zaakceptowano: 2004.11.20

## Application of stereolithography in creating medical models

### Zastosowanie stereolitografii do wytwarzania modeli medycznych

Andrzej Urbanik<sup>1</sup>, Sławomir Miechowicz<sup>2</sup>, Robert Chrzan<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Katedra Radiologii, Collegium Medicum, Uniwersytet Jagielloński, Kraków, Polska

<sup>2</sup> Katedra Konstrukcji Maszyn, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Politechnika Rzeszowska, Rzeszów, Polska

Adres autora: Andrzej Urbanik, Katedra Radiologii, Collegium Medicum, Uniwersytet Jagielloński, ul. Kopernika 19, 31-501 Kraków, e-mail: aurbanik@mp.pl

#### Summary

**Background:**

The aim of the study is to present the technique of making medical models, describe the process of accomplishing this using stereolithography, a Rapid Prototyping method, and report our own preliminary experiences using this technology.

**Material/Methods:**

Nine medical models were made at the Faculty of Mechanical Engineering of the Rzeszów University of Technology using stereolithography technology. An SLA 250 device by 3D Systems and SL-5170 resin were used. Images from CT and MR examinations performed in the Radiology Department of the Collegium Medicum Jagiellonian University served as the data defining the physical models.

**Results:**

Medical models were made with the help of stereolithography technology using equipment available in Poland. Qualitative evaluation of the models showed very good correspondence with the imaged anatomical elements.

**Conclusions:**

Using Rapid Prototyping technology in medicine may be beneficial for both physicians and patients. However, for wide-spread use of this method in medicine it is necessary to develop optimal protocols for available imaging modalities.

**Key words:**

medical model • stereolithography • rapid prototyping • CT • MR

**PDF file:**

[http://www.polradiol.com/pub/pjr/vol\\_70/nr\\_2/5953.pdf](http://www.polradiol.com/pub/pjr/vol_70/nr_2/5953.pdf)

#### Wstęp

Dzięki postępowi w zakresie konstrukcji urządzeń do diagnostyki obrazowej, rozwojowi komputerowego przetwarzania danych oraz technik wytwarzania modeli, stało się możliwe wykonanie dowolnie skomplikowanego fizycznego modelu trójwymiarowego, na podstawie danych uzyskanych w czasie badań radiologicznych. Technologia pozwalająca na wierne odtworzenie rzeczywistości w fizycznym modelu określana jest jako Rapid Prototyping (RP – szybkie wykonywanie prototypu, tj. modelu). W przypadku zastosowania technologii RP w medycynie, otrzymany produkt określany jest jako model medyczny. Pod tym pojęciem kryją się fizyczne odwzorowania tkanek, modele protez, implantów, szablo-

nów oraz innych przyrządów pomocnych przy planowaniu i wykonywaniu zabiegów, szkoleniu i doskonaleniu procesu leczenia oraz rehabilitacji pacjenta [1, 2].

Modele medyczne są stosowane w celu:

- obrazowania problemu medycznego (np. przedstawienie zasięgu zmiany patologicznej),
- planowania zabiegu czy metody leczenia (symulacja),
- wykonania przyrządów, szablonów, implantów, przeszczepów kostnych, protez itp., wykorzystywanych w trakcie leczenia [3, 4, 5].

Korzyści wynikające ze stosowania modeli medycznych to:

- lepsza wizualizacja struktur anatomicznych oraz patologicznych pozwalająca np. na dokładniejsze określenie lokalizacji i zasięgu guza,
- lepsza komunikacja pomiędzy lekarzami a pacjentem pozwalająca na prezentację temu ostatniemu istoty zabiegu operacyjnego,
- możliwość symulacji skomplikowanego zabiegu chirurgicznego – jego etapy mogą być przećwiczone wcześniej na modelu dla zmniejszenia ryzyka wystąpienia nieprzewidzianych sytuacji,
- możliwość przedoperacyjnego wykonania i dopasowania na modelu prototypów implantów wykonanych z biokompatybilnego materiału.

W sumie zastosowanie techniki RP pozwalającej na wykonanie modeli medycznych daje korzyści zarówno dla lekarzy jak i pacjentów, polegające przede wszystkim na skróceniu czasu trwania zabiegu, zmniejszeniu jego ryzyka, oraz skróceniu rehabilitacji [5].

Modele medyczne są tworzone przy pomocy technik Rapid Prototyping. Określenie to w środowisku technologicznym odnosi się do możliwości wykonania fizycznego modelu

części lub urządzenia na podstawie jego projektu opracowanego przy użyciu systemu CAD (Computer Aided Design) i zapisanego w formacie STL (STereoLithography) [6, 7]. Dzięki technologii RP możliwe jest wykonanie rzeczywistych modeli fizycznych w skali 1:1 oraz ich wybranych fragmentów w dowolnej skali oraz formie (przetwarzanie cyfrowe), w wielu różnych materiałach. W stosowanej dotąd metodzie tradycyjnej, ręczne wykonanie modelu przez doświadczonego pracownika zajmowało kilka dni lub nawet tygodni (dla bardziej skomplikowanych modeli), a dokładność wykonania zależała od indywidualnych umiejętności. Tymczasem czas zużyty na wykonanie modelu metodą RP jest znacznie krótszy i przez to metoda ta jest relatywnie tańsza, natomiast dokładność metody RP określona jest przez wykorzystywaną technologię [8].

W porównaniu z przemysłowym projektem CAD, proces przygotowania danych definiujących model medyczny jest bardziej złożony – składa się z akwizycji surowych danych w urządzeniu obrazującym, ich pierwotnej rekonstrukcji w celu uzyskania obrazów 2D, wtórnej rekonstrukcji 3D i wreszcie utworzenia na jej podstawie pliku STL [9]. Każdy z tych etapów ma znaczący wpływ na efekt końcowy, a przez to możliwość praktycznego zastosowania uzyskanego modelu. Należy przy tym zwrócić uwagę, że różne są również wymagania stawiane modelom medycznym, wynikające ze specyfiki konkretnych zastosowań oraz zapotrzebowania odbiorców. Modele medyczne są stosowane w diagnostyce i leczeniu konkretnych pacjentów, a nie w produkcji seryjnej, do przygotowania której służą modele przemysłowe. Stąd dla każdego konkretnego przypadku jest tworzony osobny model medyczny [9, 5].

Celem pracy jest przedstawienie techniki modelowania medycznego, opisanie procesu wykonania modelu medycznego jedną z metod RP – stereolitografii oraz przedstawienie własnych, wstępnych doświadczeń w wytwarzaniu modeli medycznych tą metodą.

## Materiał i metoda

### Akwizycja i obróbka danych obrazowych dla modeli medycznych

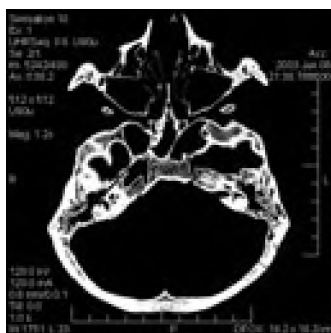
W pierwszym etapie następuje akwizycja danych przy pomocy urządzeń do diagnostyki obrazowej (TK lub MR). Istotne jest, aby protokół obrazowania pozwalał na uzyskanie możliwie najwyższej rozdzielczości przestrzennej i kontrastowej. Przykładowo, o ile w standardowym badaniu TK głowy w części aparatów stosowana jest matryca 340x340 pikseli (Ryc. 1), o tyle w badaniu generującym obrazy dla modelowania medycznego wskazana jest matryca 512x512 albo 1024x1024 piksele [9] (Ryc. 2). Dużym problemem w akwizycji danych może być powstawanie artefaktów – głównie zniekształceń obrazu występujących przy znacznych różnicach gęstości badanego obiektu. (szczególnie przy elementach metalowych) [10, 15] oraz tzw. efektu częściowej objętości.

Uzyskane obrazy 2D (przekroje) podlegają następnie segmentacji, czyli wyodrębnieniu tylko tych elementów, które będą podstawą dla opracowania modelu medycznego (np. tylko struktur kostnych). Etap ten jest zwykle wykonywany przez



**Figure 1.** Axial scan of a standard CT head examination.

**Rycina 1.** Obraz poprzeczny standardowego badania TK głowy.



**Figure 2.** Axial scan of a high-resolution CT, planned for model making.

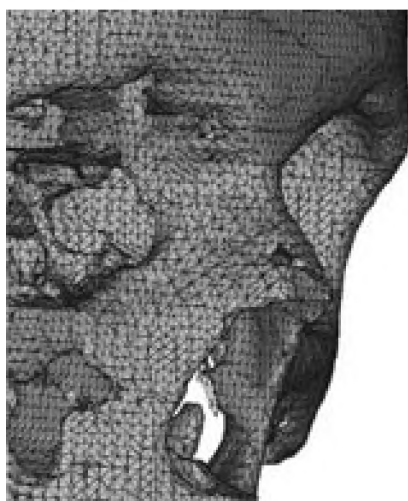
**Rycina 2.** Obraz poprzeczny badania TK wysokiej rozdzielczości, zaplanowanego dla wykonania modelu.



**Figure 3.** 3D reconstruction.

**Rycina 3.** Rekonstrukcja 3D.





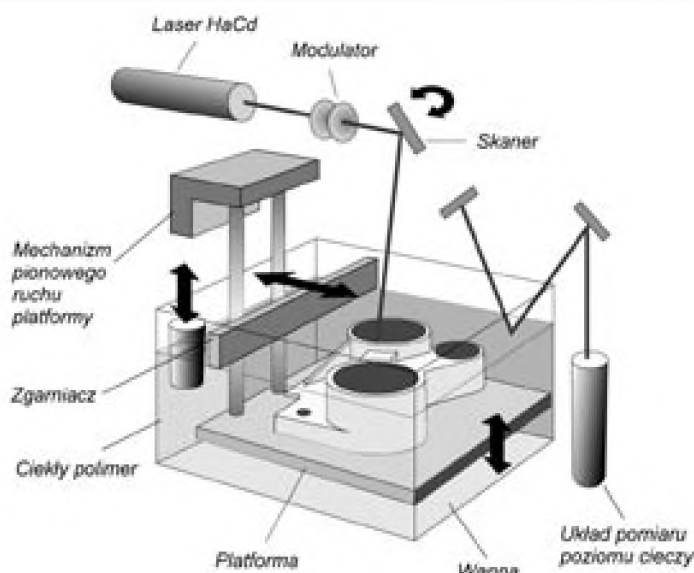
**Figure 4.** 3D mesh model.  
**Rycina 4.** Model siatkowy.

radiologa. Następnie generowane są obrazy konturowe, zawierające informacje o zewnętrznych i wewnętrznych granicach wyodrębnionych elementów. Zbiór przekrojów konturowych jest podstawą utworzenia reprezentacji trójwymiarowej modelu (Ryc. 3). Konwersja danych do modelu siatkowego [11] umożliwia pełną manipulację modelem w dowolnym układzie współrzędnych (Ryc. 4). Matematyczny model wirtualny w postaci modelu siatkowego jest bardzo dokładnym odwzorowaniem trójwymiarowego obrazu prawdziwych tkanek. Rzeczywiste powierzchnie tkanek są przedstawione jako elementarne powierzchnie zbudowane z pojedynczych trójkątów. Im więcej trójkątów odwzorowuje powierzchnię modelu, tym bardziej jest on zbliżony do rzeczywistości, co pociąga jednak za sobą znaczne zwiększenie objętości plików z danymi. Na tym etapie następuje również usunięcie z modelu elementów zbędnych – zniekształceń, czy tkanek nie związanych z tworzeniem modelem.

Po weryfikacji poprawności powierzchni modelu następuje dobranie parametrów technologicznych jego wykonania, m.in. elementów pomocniczych, tymczasowo wspierających model. Ostatnim etapem obróbki komputerowej jest zamiana obrazu 3D na szereg warstw w formacie akceptowanym



**Figure 6.** The SLA 250 stereolithography device (3D Systems).  
**Rycina 6.** Urządzenie do stereolitografii SLA 250 (3D Systems).



**Figure 5.** Principle of the stereolithography technique.  
**Rycina 5.** Zasada działania techniki stereolitografii.

przez urządzenie RP [12, 7]. Warstwice, po dobraniu odpowiednich parametrów maszyny są przekształcane w zbiór rozkazów sterujących pracą urządzenia. Na ich podstawie maszyna tworzy, warstwa po warstwie, model fizyczny.

#### Wykonanie modelu medycznego metodą stereolitografii (SL)

Stereolitografia została opracowana i wprowadzona na rynek w 1987 r. przez firmę 3D Systems Inc. [12]. W tej technologii tworzenie modelu realizuje się przez naświetlanie promieniem lasera, warstwa po warstwie, światłoczułej ciekłej żywicy (Ryc. 5, 6).

Najczęściej stosuje się żywicę akrylową STEREOCOL Y-C 9300R firmy Vantico Ltd. [5], spełniająca normy Unii Europejskiej oraz USA (certyfikat FDA). Pod wpływem działania promienia laserowego zachodzi proces fotopolimeryzacji – następuje miejscowe utwardzenie ciekłej żywicy. Dodatkami chemicznymi inicjującymi reakcje fotochemiczne zachodzące w żywicy są związki karboksylowe lub ketonowe. W metodzie stosuje się lasery argonowe lub helowo-kadmowe o mocy około 20 mW i długości fali ~350 nm. Obszar naświetlania jest określony przez ciąg instrukcji sterujących promieniem lasera. W ten sposób następuje odwzorowanie wybranych struktur (np. kostnych) w poszczególnych przekrojach poprzecznych, zapisanych w postaci zbioru warstw, jak opisano powyżej [9].

Równocześnie z właściwym modelem powstaje konstrukcja podtrzymująca go w czasie procesu wytwarzania (podpora). Oprócz funkcji mocującej, podpory ułatwiają późniejszy demontaż gotowego modelu z platformy roboczej (Ryc. 7). Gotowy model po wyjęciu z płynnej żywicy jest czyszczony acetonem (Ryc. 8). Na tym etapie zostają usunięte zbędne już podpory konstrukcyjne oraz pozostałości nieutwardzonej żywicy. W końcowej fazie przeprowadza się naświetlanie modelu promieniowaniem UV w specjalnym piecu (Ryc. 9). Ma ono zapewnić całkowite (docelowe) utwardzenie materiału oraz zakończenie reakcji fotochemicznych zainicjowanych wiązką lasera (Ryc. 10). W zależności



**Figure 7.** Model on a platform.

**Rycina 7.** Model na platformie.

od przeznaczenia modelu, etap wykończeniowy może się różnić. Niektóre modele mogą wymagać polerowania oraz innych specjalistycznych zabiegów obróbkowych wynikających z planowanego przeznaczenia. Końcowym etapem procesu jest sterylizacja modelu.

Zarówno normy EU jak i USA (FDA) zezwalają na użycie tak wykonanych modeli medycznych jako elementów poglądowych w czasie operacji, szablonów chirurgicznych i dentystrycznych, przyrządów chirurgicznych, a także modeli implantów czy przeszczepów kostnych. Zastosowanie żywicy nie pozwala jednak do wykonywania implantów wszczepianych na stałe. Możliwe jest jedynie zastosowanie tymczasowe, z chwilowym, np. w czasie zabiegu chirurgicznego kontaktem z ludzkim ciałem. Ponadto, ze względu na właściwości mechaniczne, modeli wykonanych metodą stereolitografii nie można poddawać istotnym obciążeniom [13, 14].

### Doświadczenia własne

W Katedrze Konstrukcji Maszyn Politechniki Rzeszowskiej przy pomocy techniki stereolitografii wykonano 9 modeli medycznych: 7 elementów kostnych i 2 wycinki układów naczyniowych. Wykorzystano urządzenie SLA-250 firmy 3D Systems (Ryc. 6) i żywicę SL-5170. Jako dane obrazowe, definiujące modele, służyły badania wykonane w Katedrze Radiologii Collegium Medicum Uniwersytetu



**Figure 8.** Model cleaning.

**Rycina 8.** Czyszczenie modelu.

Jagiellońskiego: TK za pomocą wielorzędowego spiralnego tomografu komputerowego Somatom Sensation 10 oraz systemu MR Signa Horizon 1,5 T.

Dla jednoznacznego określenia położenia poszczególnych tkanek niepołączonych wzajemnie, a należących do tego samego modelu, zaistniała potrzeba pozostawienia pewnych elementów podpierających. Było to szczególnie przydatne w modelach układów naczyniowych.

W ocenie jakościowej, wykonane modele bardzo dobrze odpowiadały obrazowanym elementom anatomicznym.

Ocena ilościowa dokładności wykonania modeli medycznych będzie przeprowadzona w trakcie dalszych badań, poprzez porównanie pomiarów modeli na maszynie współrzędnościowej z pomiarami na źródłowych obrazach TK i MR.

### Dyskusja

Po okresie wstępnych prób, obecnie w Europie, USA i Japonii prowadzone są prace, zarówno nad rozwojem technologii RP jak i znalezieniem optymalnych, medycznych zastosowań. Ze względu na największą dostępność urządzeń oraz szereg zalet, najczęściej stosowaną metodą RP jest stereolitografia [8]. Przede wszystkim pojawiła się na rynku technologicznym



**Figure 9.** UV toughening of models.

**Rycina 9.** Piec UV do utwardzania modeli.



**Figure 10.** Medical models after toughening.

**Rycina 10.** Modele medyczne po utwardzeniu.



jako jedna z pierwszych metod RP a obecnie zajmuje jego 70%. SL cechuje duża dokładność oraz możliwość wykonywania profili zamkniętych. Ta ostatnia cecha stawia SL na pozycji jedynej techniki pozwalającej wykonywać modele kości. Przezroczystość używanej żywicy a także możliwość jej barwienia, również wybranych fragmentów to dodatkowe zalety. Wykonanie modeli SL odbywa się stosunkowo szybko, a materiał (żywica akrylowa Y-C 9300R) nie jest toksyczny. Warto zwrócić także uwagę, że stosowane żywice idealnie nadają się do wykonywania modeli używanych do badań elastooptycznych [5, 8, 15]. Wadą jest to, że urządzenia do wykonywania modeli SL nie są dostosowane do pracy w środowisku medycznym (np. zespół sali operacyjnej). Modele są wykonywane poza szpitalem i dostarczane do konkretnego zastosowania. Technologia SL jest także droga, a stosowany w niej materiał nie może być poddawany dużym obciążeniom mechanicznym [13, 14].

Zalety jak i wady SL określiły badania realizowane w ramach projektów Phidias Brite-EuRam, Biomodeling In Australia czy Thematic Network Program. Głównym celem programu badawczego Phidias, rozpoczętego w 1998 r., było określenie przydatności technik RP dla zastosowań medycznych oraz wskazanie możliwych obszarów ich zastosowania. Pośrednim celem programu była popularyzacja i promocja nowych technologii RP w środowisku medycznym. Aby tego dokonać przeprowadzono eksperymenty w kilku ośrodkach medycznych w Europie. Modele były wykonywane dostępnymi dla danych ośrodków technikami RP. Program był koordynowany przez „Medizinischer Dienst der Krankenversicherung Schleswig-Holstein” [5]. Pierwsze rezultaty w postaci wyników zebranych wśród ankietowanych lekarzy zaprezentowano w marcu 2002 [5]. Stereolitografia okazała się być najbardziej przydatną techniką do produkcji modeli medycznych.

Obecnie trwają badania koncentrujące się, przede wszystkim, nad określeniem wystarczającej dokładności dla poszczególnych zastosowań oraz metodami poprawy jakości wykonania modeli medycznych. (Phidias Network, Thematic Network Program, prace koordynowane przez „Institute of Medical Physics” University of Erlangen w Niemczech). Są to programy prowadzone m. in. przez J. Poukensa z University Hospital Maastricht w dziedzinie stomatologii [5]

oraz Ch. Erben, K.D. Vitta, J. Wulfa z Medizinischer Dienst der Krankenversicherung Schleswig-Holstein w zakresie dokładności metody [5]. Szczególnie ważne są badania koncentrujące się nad doбором optymalnych parametrów na wszystkich etapach tworzenia modelu medycznego. Już teraz zdefiniowano, że główne czynniki, wpływające na dokładność wykonania modeli SL to [16]:

- dla parametrów pomiaru: wielkość matrycy obrazu, grubość warstwy, obszar obrazowania (FOV),
- dla parametrów obróbki danych: dobór parametrów rekonstrukcji obrazów, rodzaj filtracji zniekształceń, sposób optymalizacji modelu STL,
- dla parametrów wykonania modeli: grubość warstwy utwardzanej laserem, rozmieszczenie elementów na płycie roboczej, dobór odpowiednich podpór wspierających model w trakcie procesu, czas utwardzania modeli w piecu UV.

Prowadzone badania własne osiągnęły etap weryfikacji możliwości zastosowania SL w warunkach polskich. Potwierdzono wnioski innych ośrodków, co do przydatności metody. Aktualnie brak jest natomiast możliwości porównania dokładności otrzymanych modeli z wynikami przedstawionych ośrodków. Nasze modele zostały wykonane w celu testowania metody na podstawie danych uzyskanych podczas standardowych badań TK i MR, nie planowanych pod kątem wykonania modelu medycznego. Dla szerokiego rozpowszechnienia technologii Rapid Prototyping w medycynie konieczne jest zatem opracowanie zoptymalizowanych pod tym kątem protokołów pomiarowych dla dostępnych urządzeń obrazujących, co będzie tematem dalszych badań.

## Wnioski

1. Przy zastosowaniu standardowych urządzeń diagnostycznych (TK, MR) oraz dostępnych urządzeń do stereolitografii, w warunkach polskich można wytworzyć modele medyczne.
2. Dla zastosowania tej techniki w medycynie konieczne jest opracowanie optymalnych protokołów, przede wszystkim dla urządzeń diagnostycznych.

## Piśmiennictwo:

1. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T: Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000; 15: 66-75.
2. Stockham CD: Using CT and SIM/Plant to Plan Implant Therapy. *Alpha Omega*, 1996; 89: 35-38.
3. Tanikawa Y, Imai D, Tanaka K et al: Fabrication of Realistic and Dynamic Human Head Phantoms. *JSME International Journal*, 1999; 42(3): 487-491.
4. Kraut RA: Interactive CT Diagnostics, Planning and Preparation for Dental Implants. *Implant Dent*, 1998; 7(1): 19-25.
5. Rapid prototyping medical references. <http://www.materialize.be/> (accessed 15.05.2004).
6. Ruszaj A: Niekonwencjonalne metody wytwarzania elementów maszyn i narzędzi. Instytut Obróbki Skrawaniem IOS, Kraków, 1999, pp. 105-120.
7. 3D Lightyear SLA File Preparation Software – User's Guide, 3D Systems Pub, 2001.
8. Castle Island Co.: Introduction to RP-Technologies. <http://home.att.net/~castleisland/techn.htm> (accessed 15.12.2003).
9. Raic K, Jansen T, von Rymon-Lipinski B et al: Fast generation of stereolithographic models. *Biomed Tech*, 2002; 47 Suppl: 83-85.
10. De Wilde R, Lunt JP, Straughan JA: Information in Magnetic Resonance Images: Evaluation of Signal, Noise and Contrast. *Med Biol Eng Comput*, 1997; 35: 259-265.
11. Muller A, Krishnan KG, Uhl E et al: The application of rapid prototyping techniques in cranial reconstruction and preoperative planning in neurosurgery. *J Craniofac Surg*, 2003; 14(6): 899-914.
12. Stereolithography Buildstation – 3D Systems Publications, 2001.
13. Wurm G, Tomancok B, Pogady P et al: Cerebrovascular stereolithographic biomodeling for aneurysm surgery. Technical note. *J Neurosurg*, 2004; 100(1): 139-145.
14. Medical references of RP techniques. <http://www.3dsystems.com/> (accessed 10.02.2004).
15. Reitemeier B, Notni G, Heinze M et al: Optical modeling of extraoral defects. *J Prosthet Dent*, 2004; 91(1): 80-84.
16. Eppley BL: Re: The accuracy of stereolithography in planning craniofacial bone replacement. [comment] *J Craniofac Surg*, 2003; 14(6): 934-935.